

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-301044

(43)Date of publication of application : 15.10.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
// G01R 33/54

(21)Application number : 2001-108515

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 06.04.2001

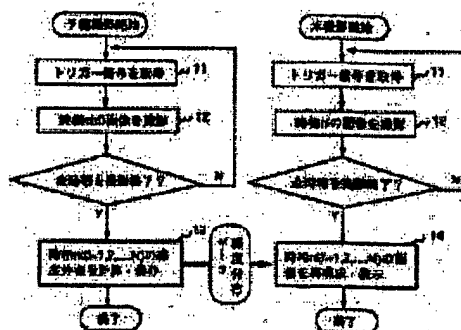
(72)Inventor : SHIMIZU HIROMICHI

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGE DIAGNOSIS APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To suppress the deterioration of an image due to the movement of a patient in a sensitivity encoding method of MRI.

SOLUTION: In the examinee performing nearly periodical movement, sensitivity distribution information per coil of coil array per time phase of the periodical movement is obtained, and turn-back removal computation using the inherent sensitivity distribution information per time phase is performed. Consequently, it is possible to obtain an image without turn-back artifact of even the moving examinee in the sensitivity encode method of MRI.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-301044

(P2002-301044A)

(43) 公開日 平成14年10月15日 (2002. 10. 15)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 7 4 4 C 0 9 6
// G 0 1 R 33/54			3 7 6
		G 0 1 N 24/02	5 3 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2001-108515(P2001-108515)

(22) 出願日 平成13年4月6日 (2001. 4. 6)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 清水 博道

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB12 AB15 AC04 AC05

AC08 AD12 AD13 AD26 AD27

BA22 BA41 BA42 BB40 CC06

DA04 DA08 DA18 DA19 DA20

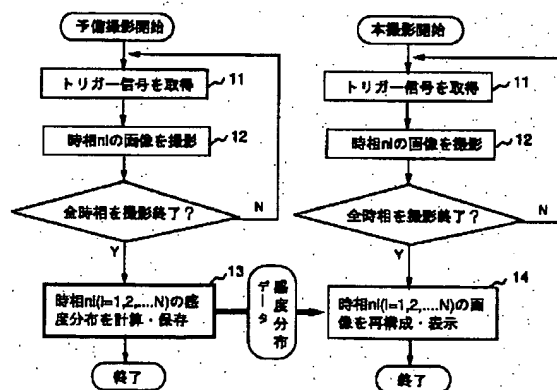
DB16 DE02

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 M R I の感度エンコード法において被検体の動きによる画像の劣化を抑制する。

【解決手段】 概略周期運動をする被検体において、該周期運動の時相毎にコイルアレーのコイル毎の感度分布情報を取得し、時相毎の固有の感度分布情報を用いた繰り返し除去演算を行う。これにより、M R I の感度エンコード法において、動きのある被検体でも繰り返しアーチファクトのない画像を得ることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に対し静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記被検体に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体に高周波磁場を照射する高周波磁場発生手段と、前記被検体からの各磁気共鳴信号を検出する複数個配列された信号検出手段と、前記検出信号を用いて画像を再構成する再構成手段と、前記再構成された画像を表示する表示手段と、前記各手段の動作を制御する制御手段を備えた磁気共鳴画像診断装置において、前記被検体の周期的な運動を検出する検出手段を備え、前記制御手段は前記周期的な運動の時相毎に前記各信号検出手段の感度分布情報を取得することを特徴とする磁気共鳴画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴画像診断装置(MRI)に関し、特に被検体の動きの影響を低減した磁気共鳴画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年MRIは組織描出能に優れた画像診断装置として、X線CTと並んで疾病の重要な診断手段となっている。MRIの一つの弱点は撮影時間が長いことであるが、これを解決する方法としては、1) 傾斜磁場の性能を上げる方法、2) バースト状励起パルスや α 度($\alpha \neq 90, 180$)パルスによる高次エコーを用いる方法、3) 位相エンコードを間引いて計測の反復回数を低減する方法がある。第一の方法にはEPIやスパイラルスキャンがあり、1回の磁化の励起に於いて2次元の空間情報を全てエンコードして信号を計測する。1回の励起のみで画像が得られるため高速であるが、傾斜磁場の高速な応答特性や大振幅特性が要求されるため、現状以上の高速化は困難である。第二の方法はRFパルスをバースト状のパルス列に置き換え、複数のエコーを生成させることにより1回の励起で2次元の空間情報を全て取得する。あるいは高次エコーに異なる空間情報をエンコードし、1回の励起で2次元の空間情報を全て取得する。傾斜磁場に対する機械的要求は緩和されるが、磁化の利用効率が低く、画像のSN比が低いという欠点がある。第三の方法はkey hole法などで、複数の画像間で画像のコントラストにあまり寄与しないk空間の高周波数成分を共用することで、位相エンコードステップを削減し、撮影時間を短縮する。ハード的には制限はないが、被検体が大きく動いている場合にはアーチファクトが発生する。

【0003】近年同じく位相エンコードを低減する方法で、検出コイルの感度分布情報を用いた演算処理により位相エンコードを低減したときに生じる画像の折り返しを回避する方法が新たに提案された。これには演算処理をk空間で行うSMASH(Sodickson DK, Manning WJ, "Simultaneous acquisition of spatial harmonics(SMASH): ultra-fast imaging with radiofrequency coil array

s", Magn Reson Med., vol.38, 591-603(1997)と実空間で行うSENSE(Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, and Peter Boesiger, "SENSE: sensitivity encoding for fast MRI", Magn Reson Med., vol.42, 952-962(1999))があり、感度エンコード法またはパラレルMRIなどと総称される。いずれも複数のコイルアレーを用いてMR信号を同時に検出する。フーリエ再構成ではk空間の位相エンコードを間引き、エンコード間隔(Δky)を大きくした場合、撮影視野が縮小する($FOV_y = 2\pi / \Delta ky$)。従って、被検体が視野よりも大きいときには被検体の折り返しが生じる。このままでは診断に使えない画像となるが、検出コイルの感度情報が既知であれば、演算処理を施すことにより折り返しを除去できる(前記Pruessmannの論文を参照)。感度エンコード法ではコイルの数だけ位相エンコードを低減できる。例えば4コイルでは位相エンコード数を1/4に低減でき、撮影時間を従来の1/4に短縮できる。時間短縮とのトレードオフとして画像SN比は低下するが、息止め下心臓撮影やDiffusion EPIのエコートレインの削減等ではSN比の低下を補う以上のメリットが期待されている。

【0004】感度エンコード法では検出コイルの感度分布情報が重要になる。これは感度分布情報の誤差により、画像のシェーディングのみでなく折り返し除去の不完全による偽像が発生するためである。感度分布を得るにはファントムの予備撮影を事前に行う方法と、被検体の画像ヘローパスフィルター等の処理を施す方法がある。また、感度分布を高精度に得るために、単なるローパスフィルターの代わりに局所的な多項式フィッティングを施す方法が提案されている(Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, Peter Boesiger, "Coil sensitivity maps for sensitivity encoding and intensity correction", Proceedings of the ISMRM 6th Annual Meeting, Sydney, 1998, p2087)。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】検出コイルの感度分布はコイルと被検体との相対的な配置にも依存する。このためコイルアレーの中で被検体が移動または変形すると感度分布も微妙に変化してしまう。この様な例としては呼吸運動、関節の屈曲運動などがある。心臓では心拍の時相毎に撮影された画像から感度分布を抽出する際、全時相の感度分布を加算し、平均をとる処理の例がある(Markus Weiger, Klaas P. Pruessmann and Peter Boesiger, "Cardiac real-time imaging using SENSE", Magn Reson Med., vol.43, 177-184(2000))。これは感度分布のS/Nを向上させるためであるが、時相の情報が失われ、精密な感度分布は得られなくなる。また、関節の屈曲運動のように被検体が存在する領域が撮影視野の中で大きく移動する運動の場合には、平均処理でも正確な感度分布は得られない。このように、移動または変異の前後で同一の感度分布情報あるいは平均化した感度分布情報を用

いて感度エンコード法の折り返し除去演算を行うと、演算誤差を生じ最終画像へ折り返しが残存し、診断に障害を生じるという問題がある。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明では感度エンコード法において、概略周期運動をする被検体の周期運動の時相毎にアレーコイルのコイル毎の感度分布情報を取得し、時相毎の固有の感度分布情報を用いた折り返し除去演算を行う。上記コイル感度分布は予備撮影の中で被検体の動きに連動させたゲート信号を発生させながら所望の時相で取得する。被検体の動きの検出には呼吸センサーや脈波センサー等の各種センサーの他、MRIを用いてもよい。後者では磁化の励起毎にナビゲーションエコーを計測し、該エコー信号の1次元フーリエ変換と別途計測した基準ナビゲーションエコー信号の1次元フーリエ変換との比較演算処理から変位を検出してもよく、ナビゲーションエコーと基準ナビゲーションエコーのk空間データの位相同士の比較から被検体の変位に関する情報を抽出してもよい。変位と動きの時相の対応関係は予め予備画像で決定しテーブル化してセーブしておく。上記コイル感度分布はまた、本撮影で取得した一連の時相別の画像にローパスフィルタ

ー処理等の演算を施して抽出することもできる。

【0007】以上のように、被検体の動きの時相に合わせたコイル感度分布を用いて折り返し除去の処理を行うため、感度エンコード法において動きのある被検体でも、折り返しアーチファクトのない画像を得ることができる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、実施例を用いて本方法を詳細に説明する。図4は本発明の適応対象である核磁気共鳴診断装置の概略構成図である。同図において402は被検体内部に一樣な静磁場 B_0 を発生させるための静磁場発生磁気回路、401は被検体、414aは高周波磁場を発生する送信コイル、414bは被検体から生じる核磁気共鳴信号を検出するためのアレー状に配置された検出コイル、409は直交するx、yおよびzの3方向に強度が線形に変化する傾斜磁場 G_x, G_y, G_z を発生する傾斜磁場コイル、410は傾斜磁場に電流を供給するための傾斜磁場電源である。また、408はコンピュータ、406は信号処理及び記録装置、421は操作部である。424と425は計算途中のデータあるいは最終データを収納するメモリである。傾斜磁場発生系403、送信系404、検出系405は全てシーケンサ407によって制御され、このシーケンサ407はコンピュータ408によって制御される。コンピュータ408は操作部421からの指令により制御される。また、被検体401には体動（呼吸等の周期的な動き）を検出するセンサ400を取り付けているが、被検体401に直接取り付けなくとも動きを検出できるものであればどのようなものでもよい。

【0009】次に本装置の動作の概要を説明する。シン

セサイザ411により発生させた高周波を変調器412で振幅または位相変調し電力増幅器413で増幅し、送信コイル414aに供給することにより被検体401の内部に高周波磁場を発生させ、核スピンを励起させる。通常は1Hを対象とするが、 ^{31}P 、 ^{12}C 等、核スピンを有する他の原子核を対象とすることもある。

【0010】励起核のエネルギー緩和に伴い被検体401から放出される核磁気共鳴信号は、検出コイル414bにより受信され、コイル毎に増幅器415で増幅され、検波器416で直交位相検波され、A/D変換器417でA/D変換されコンピュータ408へ入力される。コンピュータ408は信号処理後、前記核スピンの密度分布、緩和時定数、拡散係数、流速、スペクトル分布等でコントラストを付与した画像をディスプレイ428に表示する。

【0011】このような装置における本発明の実施例を以下詳細に説明する。ここではまず被検体の例として呼吸運動を行っている腹部33を例として取り上げる。図3の32に示すように腹部の上下に6つのアレーコイル32を配置し、各コイルからの信号を同時に検出する。位相方向をy方向にとり、上と下の信号をそれぞれ合成し、本撮影のエンコードは1/2に削減する。アレーコイルは可撓性の支持材に保持され腹部に巻き付けられており、呼吸運動に伴って移動する。個々のコイルに対する生体負荷が変化するため、感度分布は変化する。第一の実施例における処理手順を図1により説明する。まず、運動の周期を撮影する時相と時相の数 L を決定しておく。予備撮影として以下を行う。トリガー信号に合わせて（処理11）時相 n_i の画像を撮影する（12）。所望の時相を全て撮影した後、各時相 n_i ($i=1, 2, \dots, L$)の感度分布を計算し、メモリへ保存する。予備撮影は時相毎の画像が得られるものであればどのような撮影シーケンスを用いてもよい。予備撮影では位相エンコードの削減を行わず、折り返しのない画像を取得する。

【0012】時相を特定するには、ベローズ等の機械的な呼吸センサによって呼吸動を計測し、動きの特定の時相に対して撮影のトリガーを発生させる。すなわちセンサにより変位が最大の時点 p_0 で信号を得（図3aの31）、この時刻からの遅れ時間をずらせて各時相 p_1, p_2, \dots の撮影トリガーを発生させる。

【0013】別の方法として、MRI画像からナビゲーションエコー等により動きの情報を抽出しレトロスペクティブに時相を対応させてもよい。ナビゲーションエコーは位相エンコードをかけずリードアウト傾斜磁場のみの存在下で取得したエコーであり、このフーリエ変換は被検体のリードアウト軸への投影像となる。

【0014】ナビゲーションエコーから変位を抽出するには、次の方法がある。y方向（ここでは変位を方向をy方向とする）にリードアウト傾斜磁場を印加して取得したナビゲーションエコー信号 $f_n(t)$ の1次元フーリエ変換 $f_n'(y)$ は、被検体のy軸上への投影を与える。そこで、

別途計測した基準ナビゲーションエコー信号 $f_0(t)$ の1次元フーリエ変換 $f_0'(y)$ と $f_n'(y)$ を比較することにより、被検体の y 方向の変位量を抽出できる。剛体的な変位に対しては相関係数を計算すればよく、非剛体的な変位に対しては、被検体のエッジを比較することで、変位を計測できる。図8にナビゲーションエコー付きEPIのシーケンスの例を示す。本エコー89を計測後、ナビゲーションエコー801を計測する。ナビゲーションエコーは y 方向に1次元フーリエ変換し、被検体の y 軸上への投影像を再構成する。図5に腹壁の法線方向変位 Δy を模式的に示す。この投影像(図5aの53)と基準ナビゲーションエコーの投影像(図5aの52)とを比較することにより、被検体の y 方向の変位を計算する。剛体的な平行移動の場合(図5a)は投影像同士の相関係数が最大となるずれ量 Δy を求める。膨張-伸縮運動では投影像のエッジ同士を比較する(図5b)。変位-時相対応テーブルを予め用意しておき、撮影したEPI画像の時相を決定する。

【0015】別の変位検出方法としては、ナビゲーションエコー信号の k 空間データの位相と、基準ナビゲーションエコー信号の k 空間データの位相との比較演算処理から被検体の変位に関する情報を抽出することもできる。ここでは実空間での被検体の平行移動はフーリエシフト理論により、 k 空間での信号位相に1次の回転を発生させることを利用する。この場合は計測データを用いるため、フーリエ変換が不要であり処理を高速化できる。ただし、被検体の動きが剛体の平行移動で近似できない場合は位相変化は単純でなくなり、実空間での動きを推定できなくなる。

【0016】別のMRIによる方法として、図9のような低フリップ角励起91によるナビゲーションエコー94の計測サイクルを短いTRで反復し、リアルタイムに投影像の再構成と変位検出を行い、時相を識別しながら所望の時相で予備撮影や本撮影を実行してもよい。ただし、これにはハードウェアに実時間での処理が要求される。

【0017】画像からコイルの感度分布を得るには、被検体の画像にローパスフィルタ処理を施してもよく、または多項式フィッティングを施してもよい。後者については前述のPruessmannの論文に記述されている。アレ*

$$\vec{p} = C \vec{s}$$

$$c_{11} = c_1(x, y)$$

$$c_{12} = c_1(x, y + \Delta y)$$

$$c_{21} = c_2(x, y)$$

$$c_{22} = c_2(x, y + \Delta y)$$

$$s_1 = s(x, y)$$

$$s_2 = s(x, y + \Delta y)$$

$$p_1 = p(x, y)$$

$$p_2 = p(x, y)$$

折り返しがないピクセル信号値は数3で与えられる。

*ーコイルの画像をボディコイルの画像で規格化することにより、組織情報を除去しアレーコイルの感度分布を抽出し、さらに多項式フィッティングを施してもよく、これにより被検体のエッジや被検体内部の信号欠損領域の影響を除いた高精度な感度分布が得られるが、その反面、処理には時間がかかる。このため後述する実時間処理は困難であるが、図1の実施例のように本撮影とは別に感度分布計測を実行する場合は問題ない。感度分布は被検体が存在する領域のみで得られる。このため予備撮影と本撮影とで同一時相の被検体にずれが存在する場合には、感度情報の欠落が発生する。これを回避するため被検体の外部にまで感度分布を外挿する処理を行っておく。

【0018】予備撮影の後、本撮影を行いトリガー信号を取得し、(処理11)これに合わせて時相 n_i の画像を撮影する(12)。所望の時相を全て撮影した後、各時相毎にコイル毎に画像を再構成する。本撮影では位相エンコードを間引いているので、位相方向に折り返しが生じている。折り返し除去の演算についてはPruessmannらの論文に記載されている(Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, Peter Boesiger, "Coil sensitivity encoding for fast MRI", Proceedings of the ISMRM 6th Annual Meeting, Sydney, 1998, p579)。簡単のため、2コイルで位相方向のエンコード数を1/2に間引いた場合を説明する。この場合、画像は2回折り返されたものとなり、それぞれのコイルによる画像 p_1 , p_2 は数1で表される。

【0019】

【数1】

$$p_1(x, y) = c_1(x, y)s(x, y) + c_1(x, y + \Delta y)s(x, y + \Delta y)$$

$$p_2(x, y) = c_2(x, y)s(x, y) + c_2(x, y + \Delta y)s(x, y + \Delta y)$$

数1において、 c_i はコイル i の複素感度分布、 s は折り返しがない場合のピクセルの信号値である。 Δy は位相エンコード方向の折り返しを表す。数1は数2のようにベクトルと行列で表現できる。

【0020】

【数2】

50 【0021】

【数3】

$$\vec{s} = C^{-1} \vec{p}$$

ここで、 C^{-1} は C の逆行列を表す。感度分布の逆行列 C^{-1} を予備計測で求めておくことにより、本撮影の折り返し画像から数3により折り返しのない画像を得る。

【0022】第二の実施例を図2により説明する。ここでは、本撮影の中の時相 n の画像からこの時相の感度分布を抽出する（処理23）。また、時相ループの中で再構成、表示までを実時間で行う。予備撮影は不要であるが、高速な行列演算が必要になる。感度分布の抽出では例えば次のような工程を行う。画像中の被検体部分を切り出し、画像のローパスフィルター処理により細部の組織構造を消去し、信号欠損部位の信号の補間およびノイズ除去を行う。なお、被検体の外部の感度分布情報は不要である。

【0023】以上、腹部撮影を例にとって説明してきたが、次に別の応用例を説明する。図6(a)は4コイルによる心臓撮影の例である。ここでは心臓は約1秒の周期で拡張収縮を繰り返しており、大きな血流の変化により生体インピーダンスが変化するため、コイルの感度分布も僅かながら変化する。4個のアレーコイル61で心臓をカバーし、位相エンコード方向を図の C_p の方向に設定する。心電計でトリガー信号64を得、トリガーからの遅延時間で各時相の画像 I_1, I_2, \dots を計測する。図7は3コイルによる膝撮影の例で、患者が自発的に概略周期的な屈伸運動を行っているものとする。屈伸運動は膝関節の損傷等の診断において一般に行われるものである。図7に示すようにアレーコイル73を配置し、各コイルからの信号を同時に検出する。膝の運動に伴い、個々のコイルに対する生体負荷が変化するため、感度分布は変化する。また、屈伸運動により視野内の被検体は時相によって位置が大きく変化するため、画像から感度分布を得るためには、時相毎に感度分布を得る必要がある。時相の識別にはナビゲーターエコーを利用してもよく、レーザー変*

* 位計などの光学的な変位センサーを用いてもよい。

【0024】以上、2次元の撮影を例にとり説明したが、3次元のSENSE計測においても運動や変形をしている被検体では時相別のプローブ感度分布情報が有効になる。また、SENSE法に限らず、SMASH法やその他のコイル感度分布情報を用いて空間情報をエンコードするMRI撮影法にあっては、時相別のプローブ感度分布情報が同様に有効である。

【0025】

10 【発明の効果】以上説明したように、本発明によればMRIの感度エンコード法において動きのある被検体でも、折り返しアーチファクトのない画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の代表的な処理手順を示す図。

【図2】本発明の別の処理手順を示す図。

【図3】腹部の呼吸動による変位を示す図。

【図4】磁気共鳴画像診断装置の全体の構成を示す図。

【図5】腹壁の変位とその投影を示す図。

20 【図6】心臓へのアレーコイルの適用を例示する図。

【図7】膝へのアレーコイルの適用を例示する図。

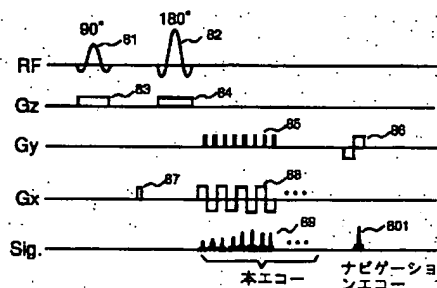
【図8】ナビゲーションエコーを示す図。

【図9】別のナビゲーションエコーを示す図。

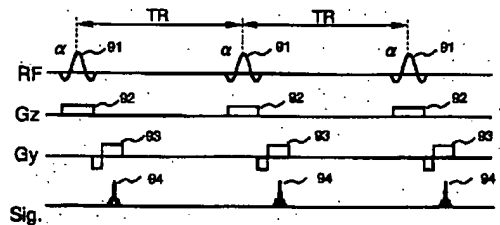
【符号の説明】

31 変位の時間曲線、32 腹部用アレーコイル、33 被検体、34 ベッド、401 被検体、413 RFアンプ、414a 送信コイル、414b 検出コイル、415 プリアンプ、417 A-D変換器、51 腹壁、52 基準時刻の投影像、53 異なる時刻の投影像、61 心臓用アレーコイル、62 心臓、71 膝、72 膝用アレーコイル、85 位相エンコード傾斜磁場パルス、86 ナビゲーションエコー用リードアウト傾斜磁場パルス、87 ワープパルス、88 リードアウト傾斜磁場パルス、89 本エコー、801 ナビゲーションエコー、93 ナビゲーションエコー用リードアウト傾斜磁場パルス、94 ナビゲーションエコー

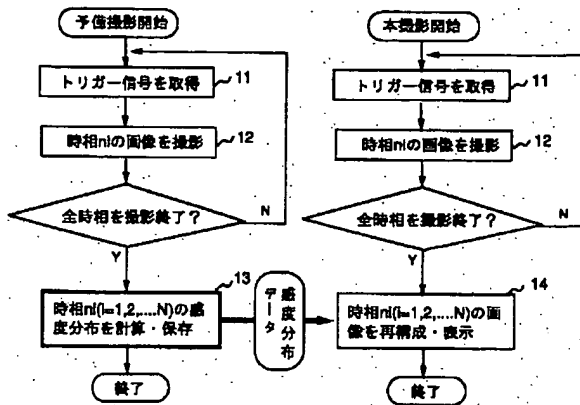
【図8】



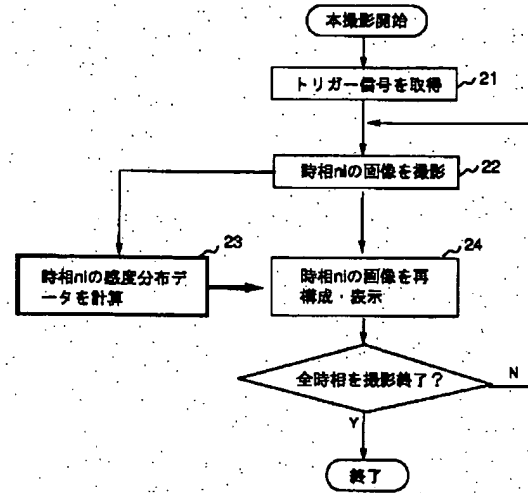
【図9】



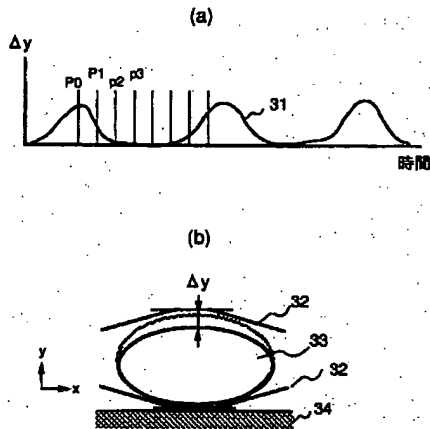
【図1】



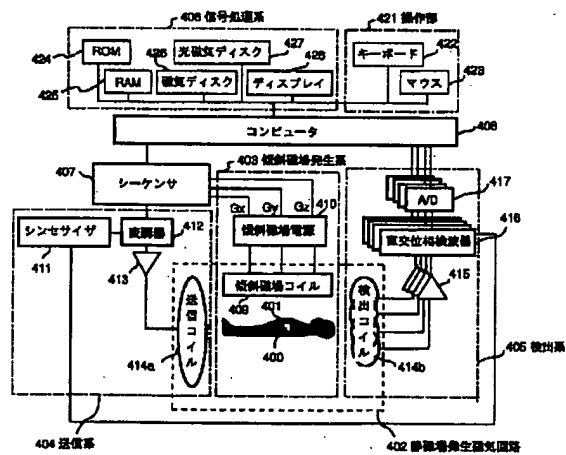
【図2】



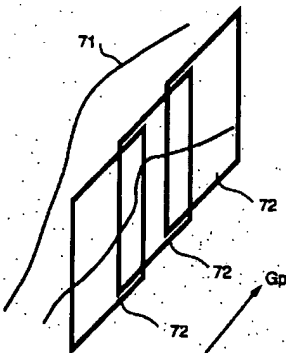
【図3】



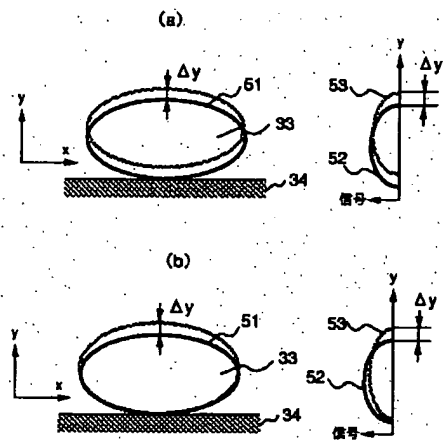
【図4】



【図7】



【図5】



【図6】

